

СВОЙСТВА НЕРВНЫХ ПРОЦЕССОВ И ЭФФЕКТИВНОСТЬ БОС-ТРЕНИНГА¹

© 2013 г. Е. В. Асланян*, В. Н. Киroy**,
Д. М. Лазуренко***, О. М. Бахтин****

* Канд. биол. н., с. н. с. НИИ нейрокибернетики им. А.Б. Когана ЮФУ, Ростов-на-Дону;
e-mail:kiroy@krinc.ru

**Д. биол. н., проф., директор НИИ нейрокибернетики им. А.Б. Когана ЮФУ,
действительный член Российской академии информатизации образования,
член-корр. МАНВШ и РАМТН, Ростов-на-Дону;
e-mail:kiroy@sfnedu.ru

***Аспирант НИИ нейрокибернетики им. А.Б. Когана ЮФУ, Ростов-на-Дону;
e-mail:mityasky@ya.ru

**** Канд. биол. н., с. н. с., там же;
e-mail:kiroy@krinc.ru

Исследовалась связь свойств нервных процессов человека и эффективность управления мощностью альфа- и бета-2-частот в электроэнцефалограмме (ЭЭГ) симметричных лобных и затылочных областей мозга в рамках четырех сценариев с использованием биологической обратной связи (БОС). Показано, что существует связь между уравновешенностью нервных процессов и скоростью обучения. Установлено, что лица, различающиеся по базовым свойствам нервных процессов, используют разные стратегии управления электрической активностью собственного мозга.

Ключевые слова: электроэнцефалография, биологическая обратная связь, уравновешенность нервных процессов, спектры мощности.

Как известно, биологическая обратная связь (БОС) – это технология, включающая комплекс исследовательских, лечебных и профилактических процедур, в ходе реализации которых человеку предъявляется информация о состоянии и изменении его собственных физиологических процессов. Разработанный в 1938 году *E. Jacobson* [25] метод БОС широко применяется для лечения различных психофизиологических расстройств и восстановления адаптационных возможностей организма. Он считается одним из наиболее перспективных нелекарственных способов регуляции функционального состояния человека [17, 22]. Показано, что релаксационные тренировки с использованием БОС-процедур оказывают положительное влияние на функционирование всех основных систем организма [6]. Метод хорошо зарекомендовал себя также при лечении детей с синдромом дефицита внимания и гиперактивности [11, 14, 27, 34], при подготовке и реабилитации

спортсменов [4, 5] и др. Как правило, при его реализации в качестве контролируемых параметров, используемых в цепи обратной связи, выступают различные вегетативные показатели [12, 23].

В последние годы метод БОС нашел достойное применение при обучении пользователей так называемых систем *BCI (Brain Computer Interface – интерфейс “мозг–компьютер”)*. Этот термин впервые был использован *J.J. Vidal* [35] для описания любой системы, содержащей компьютер и обеспечивающей трансляцию информации обследуемому о функционировании его мозга. В настоящее время он, как правило, применяется только к тем системам, в которых коммуникация и контроль поддерживаются непосредственно пользователем, а для идентификации его намерений используются характеристики электрической активности мозга [10, 18, 20, 21, 28, 32, 36]. Эффективность таких систем в значительной степени определяется способностью пользователя произвольно генерировать или изменять параметры биоэлектрической активности собственного моз-

¹Работа выполнена при финансовой поддержке РГНФ (грант № 12-06-00034).

га, которые идентифицируются системой и используются для управления.

В литературе приводятся сведения о том, что способность произвольно управлять параметрами биоэлектрической активности собственного мозга – тренируемое свойство [31], а эффективность управления определяется уровнем мотивации пользователя [19], его функциональным состоянием [24, 29, 37] и индивидуальными особенностями [18, 30]. Экспериментально показано, что эффективность БОС-тренинга существенно зависит, в частности, от уровня лабильности, неспецифической активации и степени дисфункции фронто-таламической системы мозга [8], ответственной за регуляцию уровня бодрствования и внимания [2, 33]. Однако связь других психофизиологических характеристик личности с эффективностью БОС-тренинга, направленного на произвольную регуляцию электрической активности мозга, остается малоизученной.

Целью настоящей работы являлось изучение связи ряда свойств нервных процессов с эффективностью БОС-тренинга, направленного на произвольное управление параметрами электрической активности мозга в области быстрых альфа- и бета-частотных диапазонов, наиболее часто используемых в технологии *BCI*.

МЕТОДИКА

Участники исследования. В исследовании приняли участие 13 человек (7 девушек и 6 юношей, все – студенты ЮФУ) в возрасте от 20 до 26 лет ($M = 21.8 \pm 1.88$; $Me = 21.0$).

Методики. В целях определения индивидуальных особенностей обследуемых осуществлялось их психологическое тестирование, в котором использовались опросники Я. Стреляу и Спилбергера–Ханина. Тест Я. Стреляу позволяет оценить такие индивидуальные свойства, как сила процессов возбуждения (СВ) и торможения (СТ), подвижность нервных процессов (ПНП) и их уравновешенность (К), которая определяется из соотношения $K = СВ/СТ$. Тестирование с использованием опросника Спилбергера–Ханина было направлено на определение уровня личностной (ЛТр) и ситуативной (СТр) тревожности. Уровень последней определяли каждый тренировочный день.

Регистрация ЭЭГ осуществлялась с использованием электроэнцефалографа-анализатора “ЭНЦЕФАЛАН” производства фирмы “МЕДИКОМ-МТД” (Россия, г. Таганрог). Для организа-

ции БОС-тренинга использовался программный комплекс “РЕАКОР” производства той же фирмы. ЭЭГ регистрировали непрерывно в ходе всего обследования, монополярно, от симметричных лобных (F_3, F_4) и затылочных (O_1, O_2) областей коры (по системе 10×20). Референтные электроды располагались на мочках ушей. Частота дискретизации сигналов при их вводе в ЭВМ составляла 250 Гц по каждому из каналов регистрации, полоса пропускания – 4–30 Гц. Для каждого обследуемого и отведения рассчитывались усредненные спектры мощности (СпМ) в частотных диапазонах, соответствующих тета-(4–7 Гц), альфа-(8–13 Гц), бета-1-(14–19 Гц) и бета-2-(20–30 Гц) ритмам ЭЭГ. Полученные значения подвергались *log*-трансформации для лучшего приближения к нормальному распределению.

При проведении тренировок использовали четыре БОС-сценария, направленных на управление мощностью альфа- и бета-2-частотами, преобладающими в ЭЭГ спокойного и активного бодрствования практически здоровых лиц [9]. В ходе тренировок обследуемые должны были научиться произвольно увеличивать суммарную мощность:

1-й сценарий – α -частот в ЭЭГ затылочных отведений (O_α);

2-й сценарий – β_2 -частот в ЭЭГ затылочных отведений (O_{β_2});

3-й сценарий – α -частот в ЭЭГ лобных отведений (F_α);

4-й сценарий – β_2 -частот в ЭЭГ лобных отведений (F_{β_2}).

Процедура исследования. В рамках каждого сценария с каждым обследуемым было проведено по 12 тренировок. Последние проводились тренировочными сессиями в течение одной недели через день (всего 3). Каждая сессия включала 16 тренировок, реализуемых по сценариям, указанным выше. В пределах сессии каждый сценарий был представлен сериями из четырех тренировок длительностью 3 минуты каждый, разделенных 5-минутными периодами отдыха. Серии тренировок, реализуемых по каждому сценарию, разделялись более длительными 10-минутными периодами отдыха.

Перед началом каждой сессии в течение трех минут регистрировали ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами. Для этого состояния рассчитывали средние значения СпМ ЭЭГ в указанных выше диапазонах частот. Текущие значения СпМ альфа- и бета-2-частот, регистрируемых в ЭЭГ передних или задних областей коры при проведении тренировок, расчи-

тывались в режиме реального времени и использовались для управления уровнем зашумленности изображения, предъявляемого обследуемому, который зависел от степени отклонения текущего значения СпМ от его среднего уровня в покое.

Зашумленное изображение, представлявшее собой пейзаж средиземноморского пляжа, предъявлялось обследуемому на экране монитора, расположенного на уровне глаз на расстоянии 1 м, и обновлялось 1 раз в секунду. Задачей обследуемого являлось распознать изображение, для чего ему рекомендовалось мысленно расслабляться (альфа-тренинг) или сконцентрировать внимание (бета-2-тренинг), управляя, тем самым, мощностью соответствующих ЭЭГ-частот. Тета- и бета-1-частоты, БОС-тренинг по которым не проводился, использовались для контроля.

Статистическая обработка полученных результатов производилась с помощью многофакторного дисперсионного анализа *ANOVA/MANOVA*, реализованного в пакете прикладных программ *Statistica 5*. Вводились следующие факторы:

1. Группы (Г; уровни: 1 и 2 группа);
2. Сценарии (С; уровни: O_α , O_{β_2} , F_α , F_{β_2});
3. Тренинги (Т; уровни: с 1 по 12);
4. Отведения (О; уровни: O_1 , O_2 , F_3 , F_4);
5. Ритмы (Рит; уровни: θ , α , β_1 , β_2).

Наблюдаемые различия считали достоверными при $p \leq 0.05$. При $0.05 < p \leq 0.08$ констатировали наличие жесткого тренда. Изменения (в %) рассчитывались относительно первого состояния в сравниваемой паре.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В табл. 1 представлены результаты психологического тестирования обследуемых с использованием теста Я. Стреляу и опросника Спилбергера–Ханина. Анализ этих результатов показал, что все показатели находились в пределах нормы. Как следует из таблицы, обследованные лица имели средний (11 чел.) или низкий (2 чел.) уровень личностной тревожности и низкий уровень ситуативной тревожности (12 чел.). По силе процессов возбуждения и торможения – все, а по уровню их подвижности – большинство (11 чел.) обследуемых относились к лицам с сильными и подвижными нервными процессами. Однако по уравновешенности нервных процессов они отчетливо разделились на 2 группы: 1 группа (8 чел.) – уравновешенные ($0.8 \leq K < 1.2$); 2 группа (5 чел.) – неуравновешенные с преобладанием возбуждения ($K \geq 1.2$).

Многофакторный дисперсионный анализ показал, что спектральные характеристики ЭЭГ, зарегистрированной в покое с открытыми глазами

Таблица 1. Результаты психологического тестирования обследуемых

Обследуемые	Спилбергера–Ханина				Я. Стреляу								
	СТр		ЛТр		ПНП		СВ		СТ		К		
	Балл	Оц.	Балл	Оц.	Балл	Оц.	Балл	Оц.	Балл	Оц.	Балл	Оц.	Гр.
БОМ	16	Н	43	С	50	В	68	В	74	В	0.9	У	1
БЕВ	22	Н	41	С	50	В	62	В	50	В	1.24	НВ	2
БАА	16	Н	44	С	79	В	68	В	56	В	1.2	НВ	2
ЕАВ	25	Н	38	С	72	В	64	В	61	В	1.05	У	1
ЗОВ	17	Н	35	С	78	В	63	В	48	В	1.3	НВ	2
КАА	24	Н	44	С	62	В	62	В	58	В	1.07	У	1
КОВ	29	Н	41	С	38	С	55	В	51	В	1.1	У	1
КАС	15	Н	39	С	58	В	70	В	56	В	1.25	НВ	2
КЮВ	19	Н	36	С	78	В	62	В	57	В	1.1	У	1
ЛДМ	17	Н	28	Н	76	В	72	В	52	В	1.4	НВ	2
ДЛВ	34	С	39	С	48	В	52	В	50	В	1	У	1
РИА	16	Н	32	С	35	С	53	В	56	В	0.95	У	1
ЧЕС	17	Н	30	Н	78	В	74	В	65	В	1.1	У	1

Примечание. СТр – ситуативная тревожность, усредненная по всем тестированиям, ЛТр – личностная тревожность, ПНП – подвижность нервных процессов, СВ – сила процесса возбуждения, СТ – сила процессов торможения, К – уравновешенность нервных процессов; В – высокая, С – средняя, Н – низкая выраженность показателя, У – уравновешенные, НВ – неуравновешенные с преобладанием возбуждения.

непосредственно перед тренировочными сессиями у каждого обследуемого, статистически значимо не различались. Из пяти анализируемых факторов достоверные различия между уровнями обнаруживались для четырех, а именно “Группы”, “Тренинги”, “Отведения” и “Ритмы” ($F_T(1; 660)=20.8, p < 0.001$; $F_T(11; 660) = 26.6, p < 0.001$; $F_O(3; 1980) = 104.3, p < 0.001$; $F_P(3; 1980) = 3300.6, p < 0.001$). Различия не обнаруживались только по фактору “Сценарии” ($F_{Cn}(3, 660) = 1.56, p = 0.198$), что могло быть связано с объединением обследуемых, существенно различающихся по своим индивидуальным особенностям.

Различия по факторам О и Р отражали хорошо известные и описанные в литературе [26] пространственно-частотные особенности организации ЭЭГ человека и в данной статье обсуждаться не будут.

При сравнении обследуемых 1-й и 2-й групп трехфакторный дисперсионный анализ выявил достоверные различия ($F_{1-2}(1; 778) = 18.42, p = 0.00002$) по уровню пространственно-частотной организации ЭЭГ, которые наблюдались во всех отведениях и для трех анализируемых ритмов (табл. 2); различия не обнаруживались только на альфа-частотах.

Как следует из таблицы 2, в целом неуравновешенные лица с преобладанием процессов возбуждения отличались от уравновешенных более низкими значениями мощности ЭЭГ, регистрируемой как в передних, так и задних областях коры в области тета- и бета-1-частот. Мощность альфа-

и бета-2-частот в ЭЭГ этих обследуемых, напротив, была выше, хотя на альфа-частотах за счет значительных индивидуальных вариаций указанные различия были недостоверны.

Динамика эффективности обучения оценивалась по степени увеличения мощности тренируемых параметров в ЭЭГ представителей каждой из групп и для каждого сценария отдельно. Результаты трехфакторного ANOVA-анализа показателей СпМ ЭЭГ, зарегистрированной у обследуемых двух групп, приведены в таблице 3. Они свидетельствуют о том, что в ЭЭГ обследуемых 1-й группы (лица с уравновешенными нервными процессами) в целом в процессе обучения достоверных изменений анализируемых показателей на уровне *Main effects* не наблюдалось при реализации всех сценариев БОС-тренинга. Однако на уровне ЭЭГ-показателей имели место значимые взаимодействия основных факторов (Т×О; Т×Р и др.), а на поведенческом уровне всем обследуемым этой группы удавалось в динамике БОС-тренинга существенно снизить уровень шума и распознать изображение.

В отличие от лиц 1-й группы, в ЭЭГ обследуемых 2-й группы (лица с неуравновешенными нервными процессами с преобладанием возбуждения) в динамике БОС-тренинга имели место существенные изменения на уровне *Main effects*. Уже к середине обучения анализируемые показатели СпМ значимо отличались от их исходных значений, по крайней мере, при реализации трех сценариев из четырёх. Различия на этом уровне не наблюдались лишь при реализации сценария, в котором требовалось увеличить мощность альфа-частот в ЭЭГ затылочных отведений.

Детализация полученных результатов с использованием однофакторного анализа показала (см. рисунок), что в ЭЭГ обследуемых 1-й группы в процессе обучения происходило постепенное усиление мощности преимущественно контролируемых ЭЭГ-частот. Наиболее отчетливо это обнаруживалось в сценариях, в которых им предлагалось увеличивать мощность альфа-частот в ЭЭГ затылочных отведений и бета-2 – лобных. Тренинг по двум другим сценариям сопровождался дополнительным ростом (наряду с контролируемыми) мощности других частот в нетренируемых областях коры.

В ЭЭГ обследуемых 2-й группы достоверные изменения СпМ анализируемых частотных полос наступали раньше и носили значительно более глобальный характер. Наряду с тренируемыми, увеличивалась мощность соседних ЭЭГ-частот (для альфа-тренинга это были тета- или

Таблица 2. Результаты сравнительного анализа показателей СпМ альфа- и бета-2-частот, регистрируемых в ЭЭГ обследуемых с уравновешенными (1 гр.) и неуравновешенными (2 гр.) нервными процессами (двухфакторный анализ, приведены только *Main effects*; $df = 1, 778$).

Сравнение	Факторы	F	p	%	
1–2 группы	Отв	O_1	5.3041	0.02154	-17.864
		O_2	17.8995	0.00003	-33.665
		F_3	28.306	0.00000	-41.851
		F_4	20.9015	0.00001	-55.541
	Ритм	θ	22.9745	0.00000	-49.202
		α	0.05313	0.81777	47.7194
		β_1	43.5445	0.00000	-76.645
		β_2	16.7503	0.00005	0.10038

Примечание. df – число степеней свободы, F – критерий Фишера, p – уровень значимости, % – разница между усредненными значениями СпМ ЭЭГ в сравниваемых парах, полужирным шрифтом выделены достоверные различия ($p \leq 0.05$).

Таблица 3. Результаты сравнительного анализа ЭЭГ двух групп обследуемых в динамике БОС-тренинга (приведены только значения *Main effects*)

Группа	Тренинги	df	Сценарии											
			α в O_1+O_2			β_2 в O_1+O_2			α в F_3+F_4			β_2 в F_3+F_4		
			F	p	%	F	p	%	F	p	%	F	p	%
1 группа	Все	11; 84	0.35	0.97		0.85	0.59		0.80	0.64		0.33	0.98	
	1-2	1; 14	0.14	0.72	36.72	0.81	0.38	52.87	0.16	0.70	6.14	0.00	0.95	-16.61
	1-3		0.02	0.89	-11.31	0.05	0.83	21.36	0.09	0.77	-47.39	0.01	0.91	-35.03
	1-4		0.03	0.86	23.13	0.04	0.84	35.72	0.14	0.71	-53.88	0.20	0.66	-2.22
	1-5		0.06	0.80	-5.42	0.66	0.43	37.77	0.06	0.82	-26.57	0.34	0.57	-18.43
	1-6		0.41	0.53	21.87	0.13	0.72	-0.78	1.10	0.31	95.15	0.09	0.77	-23.01
	1-7		0.98	0.34	40.94	1.40	0.26	65.90	0.67	0.43	-38.48	0.10	0.76	-13.50
	1-8		0.78	0.39	57.77	1.38	0.26	33.21	0.18	0.68	-61.31	0.20	0.66	-17.19
	1-9		0.66	0.43	74.65	1.89	0.19	51.37	0.60	0.45	-46.22	0.80	0.39	11.14
	1-10		0.61	0.45	50.74	1.86	0.19	75.32	0.37	0.55	-55.73	1.24	0.28	20.89
	1-11		1.19	0.29	76.18	2.44	0.14	123.47	1.95	0.18	-5.33	0.45	0.51	15.13
	1-12		1.14	0.30	98.53	4.20	0.06	346.81	3.33	0.09	5.22	0.40	0.54	-9.77
2 группа	Все	11; 48	2.38	0.02		11.59	0.00		3.14	0.00		2.17	0.03	
	1-2	1; 8	0.44	0.53	2.20	0.07	0.79	22.21	0.67	0.44	3.67	0.33	0.58	-8.35
	1-3		0.29	0.60	7.45	0.01	0.91	-11.08	0.43	0.53	1.17	0.98	0.35	4.68
	1-4		3.64	0.09	-8.70	0.58	0.47	-21.27	3.51	0.10	27.56	0.48	0.51	27.81
	1-5		0.15	0.71	139.67	0.10	0.76	-13.62	4.53	0.07	128.11	0.89	0.37	15.73
	1-6		0.52	0.49	46.35	5.59	0.05	170.15	5.46	0.05	54.63	6.16	0.04	42.73
	1-7		0.37	0.56	128.88	1.07	0.33	62.54	6.46	0.03	87.18	4.53	0.07	101.35
	1-8		0.40	0.54	65.52	0.89	0.37	1.06	2.97	0.12	26.25	1.16	0.31	8.37
	1-9		0.07	0.80	31.76	18.68	0.00	12.89	8.39	0.02	36.89	4.13	0.08	41.14
	1-10		0.47	0.51	31.76	26.97	0.00	508.69	14.37	0.01	52.63	8.05	0.02	43.24
	1-11		1.24	0.30	131.44	9.54	0.01	256.50	8.88	0.02	36.55	4.67	0.06	10.92
	1-12		3.64	0.09	227.19	35.08	0.00	418.79	31.91	0.00	200.44	4.53	0.07	10.92

Примечание. Курсив – наличие жесткого тренда $0.05 < p \leq 0.08$. Остальные обозначения – как в табл. 2.

бета-1-частоты; для бета-2-тренинга – бета-1). Параллельно в ЭЭГ наблюдалось некоторое снижение мощности остальных частотных диапазонов (для альфа-тренинга – бета-2; для бета-2-тренинга – тета и альфа). Кроме того, достоверные изменения показателей СпМ происходили не только в ЭЭГ тренируемых отведений, но и в других.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Очевидно, что считать случайной выборку обследуемых, участвовавших в БОС-тренингах, не представляется возможным. Это определяется хотя бы тем обстоятельством, что все они были студентами университета, т. е. лицами, прошедшими предварительный отбор и учившимися на одном факультете (физическом). По-видимому, именно этим обстоятельством определяется тот факт, что практически все они имели сильные и

подвижные процессы возбуждения и торможения, хорошо адаптировались к ситуации обследования (о чем свидетельствует низкий уровень ситуативной тревожности) и активно участвовали в тренингах, стараясь добиться хорошего результата. Последнее следовало, в частности, из их субъективных отчетов, в которых подчеркивалось желание добиться хороших результатов и наличие конкуренции с товарищами по группе.

Как отмечалось выше, межгрупповые сравнения показали, что в ЭЭГ лиц с неуравновешенными нервными процессами с преобладанием возбуждения мощность тета- и бета-1-частот в покое была ниже, а бета-2- – выше у лиц с уравновешенными нервными процессами. При этом, согласно результатам психологического тестирования, первые отличались преобладанием процессов возбуждения над процессами торможения. В литературе также приводятся сведения о том,

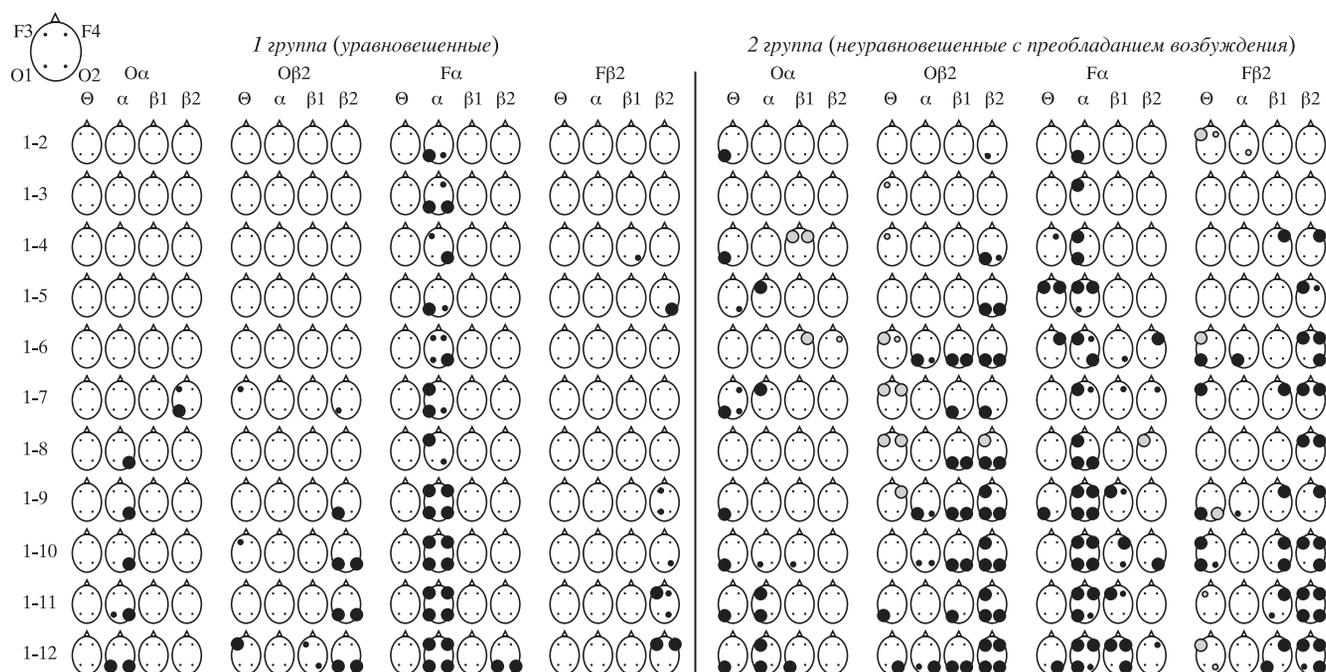


Рис. Изменения спектральных характеристик ЭЭГ обследуемых двух групп в динамике реализации различных сценариев БОС-тренинга.

Примечание. Черные круги – повышение, серые – снижение СпМ, большие – достоверные различия ($p \leq 0.05$), малые – тренд $0.05 < p \leq 0.08$, точки – отсутствие достоверных различий.

что об уравновешенности нервных процессов можно судить не только по результатам психологического тестирования, но и по соотношению выраженности ритмов ЭЭГ [7, 13, 15], а большая выраженность быстрых частот свидетельствует о преобладании процессов возбуждения над процессами торможения [16].

Обследуемые обеих групп демонстрировали способность к обучению, однако у них наблюдались разные изменения спектральных характеристик ЭЭГ в динамике БОС-тренинга. У уравновешенных лиц изменения в ЭЭГ развивались медленнее и обнаруживались на уровне статистически значимых различий только при реализации 3-го из 4-х сценариев (O_{α} , $O_{\beta 2}$, $F_{\beta 2}$). Лишь в сценарии, требовавшем увеличения мощности альфа-частот в ЭЭГ передних областей коры (F_{α}), изменения наступали достаточно быстро и прогрессивно усиливались к концу тренинга. Однако если при реализации первых трех сценариев изменения в ЭЭГ были высокоселективными и касались практически только “тренируемых областей” и частотных диапазонов, то в последнем случае повышение мощности альфа-частот началось с затылочных областей, а на более поздних этапах тренинга наблюдалось практически во всех анализируемых отведениях.

У лиц неуравновешенных с преобладанием процессов возбуждения изменения в ЭЭГ отчетливо обнаруживались уже на самых начальных этапах тренинга. Исходно они были приурочены преимущественно к тренируемым отведениям и частотным диапазонам, однако уже к концу второго дня наблюдалась тенденция к вовлечению в процесс других отведений и частотных полос. К концу тренинга процесс приобретал глобальный характер: изменения наблюдались во многих отведениях и на многих частотных полосах, т.е. становились достаточно неспецифичными. Именно это приводило к появлению статистически значимых *Main*-эффектов.

Как известно, преобладание процессов возбуждения характерно для лиц с более подвижной и чувствительной нервной организацией [1], что и приводило к достаточно быстрому возникновению изменений в ЭЭГ, в т.ч. позволявших эффективно решать поставленную задачу. Затем в процесс вовлекались и другие области коры и частотные диапазоны. Возможно, при пролонгации обучения у обследуемых этой группы можно было бы сформировать более четко локализованные ЭЭГ-паттерны, поскольку ранее [27] было показано, что у пациентов с синдромом дефицита внимания и гиперактивности удается достичь устойчивого

изменения соотношения СпМ тета/бета-частот только после 35–40 сеансов БОС-тренинга.

Можно предположить, что для достижения полезного результата – роста выраженности того или иного частотного диапазона в ЭЭГ определенной области коры – представители разных групп использовали разные стратегии: либо преимущественно быстро (лица с преобладанием процесса возбуждения), либо преимущественно точно (лица с уравновешенными нервными процессами). Очевидно, что первая стратегия дает преимущество в скорости, но требует существенно больших затрат, чем вторая.

Полученные результаты, с одной стороны, согласуются со сведениями, приводимыми Е.Р. Беляевой [3], показавшей, что лица с сильной нервной системой характеризуется более четкой локальностью и избирательностью формирования фокусов активности в структурах мозга. С другой стороны, их, по-видимому, следует учитывать при обучении пользователей систем *BCI*. Очевидно, что лица с уравновешенными нервными процессами, несмотря на то что они уступают в скорости обучения лицам с преобладанием процессов возбуждения, способны формировать более локальные паттерны активности, а значит, более широкий алфавит управляющих паттернов для использования в технологии *BCI*-управления и коммуникации. При этом наиболее эффективными сценариями обучения оказываются альфа-тренинг при использовании затылочных отведений и бета-2 – лобных.

И, наконец, еще одно замечание. Сравнительный анализ показал, что индивидуальные особенности ЭЭГ покоя обследованных лиц в динамике БОС-тренинга сколько-нибудь существенно не изменялись. С одной стороны, это еще более усиливает сделанные ранее выводы, с другой – свидетельствует о том, что эта технология может быть рекомендована для обучения пользователей систем *BCI* в целях повышения эффективности их функционирования.

ВЫВОДЫ

1. Экспериментально показано, что в ЭЭГ лобных и затылочных отведений лиц с сильными и уравновешенными нервными процессами по сравнению с лицами, характеризующимися преобладанием процессов возбуждения, менее выражены тета- и бета-1-частоты и более – бета-2-частоты.

2. В ЭЭГ лиц с уравновешенными нервными процессами в динамике БОС-тренинга формиру-

ются более локальные паттерны активности, затрагивающие преимущественно “заинтересованные” области коры и частотные диапазоны.

3. Лица с преобладанием процессов возбуждения над процессами торможения быстрее обучаются в ходе БОС-тренинга, однако изменения в их ЭЭГ носят диффузный и в значительной мере неспецифический характер.

4. Наиболее эффективные сценарии БОС-тренинга связаны с использованием ЭЭГ-частот, доминирующих в соответствующих отделах мозга в состоянии спокойного бодрствования.

5. Сбалансированность нервных процессов оказывается существенно связанной с эффективностью ЭЭГ-тренинга, что следует учитывать при разработке индивидуальных программ обучения пользователей *BCI*.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Асвадурян А.А.* Исследование взаимосвязи психологических, надежностных и электроэнцефалографических характеристик человека-оператора: Автореферат дисс. ... канд. биол. н. Ростов-на-Дону, 1991.
2. *Батуев А.С.* Высшие интегративные системы мозга. Л.: Наука, 1981.
3. *Беляева Е.Р.* Индивидуальные особенности пространственной синхронизации биопотенциалов головного мозга в зависимости от свойства силы нервной системы // Вопросы психологии. 1981. № 6. С. 107–110.
4. *Высочин Ю.В.* Причины и механизмы перенапряжения и заболевания сердца при разных видах спортивной деятельности // Спорт и здоровье нации. Сборник научных трудов. СПб., 2002. С. 9–36.
5. *Высочин Ю.В., Денисенко Ю.П.* Физиологические механизмы повышения эффективности подготовки футболистов. Казань: Казанский государственный университет, 2003.
6. *Высочин Ю.В., Денисенко Ю.П., Гордеев Ю.В.* Повышение функциональных возможностей организма спортсменов с помощью биологической обратной связи // Физиология человека. 2005. Т. 31. № 3. С. 93–99.
7. *Голубева Е.А., Изюмова С.А., Трубникова Р.С., Печенков В.В.* Связь ритмов электроэнцефалограммы с основными свойствами нервной системы // Проблемы дифференциальной психофизиологии. Электрофизиологические исследования основных свойств нервной системы. М.: Педагогика, 1974. С. 160–174.
8. *Горев А.С., Панова Е.Н.* Эффективность БОС-тренинга регуляции функционального состояния в за-

- висимости от индивидуальных психологических характеристик // Физиология человека. 2009. Т. 35. № 5. С. 25–31.
9. Кирой В.Н. Электроэнцефалография. Ростов-на-Дону: РГУ, 1998.
 10. Кирой В.Н. Интерфейс мозг-компьютер. Ростов-на-Дону, 2011.
 11. Кропотов Ю.Д., Пономарев В.А., Гринь-Яценко В.А. Метод ЭЭГ биоуправления в лечении синдрома дефицита внимания и гиперактивности у детей // Физиология человека. 2001. Т. 27. № 3. С. 5.
 12. Кучкин С.Н. Биоуправление в медицине и физической культуре. Волгоград: Волгоградская государственная академия физической культуры, 1988. С. 41–44.
 13. Макаренко Н.В., Вороновская В.И., Ковтун Т.В., Панченко В.М. Электроэнцефалографические корреляты временных характеристик простых сенсорных реакций у людей с разным уровнем функциональной подвижности нервных процессов // Физиология человека. 1992. Т. 18. № 3. С. 33–41.
 14. Никушенина И.С., Пономарев В.А., Гринь-Яценко В.А., Кропотов Ю.Д. Топография изменений спектральной мощности ЭЭГ в ходе сеанса биологической обратной связи по бета-ритму // Физиология человека. 2004. Т. 30. № 4. С. 19–24.
 15. Павлова Л.П., Романенко А.Ф. Системный подход к физиологическому исследованию мозга человека. Л.: Наука, 1988.
 16. Теплов Б.М., Небылицын В.Д. Связь между чувствительностью и силой нервной системы // Физиология высшей нервной деятельности: Руководство по физиологии. М.: Наука, 1971. С. 234–243.
 17. Федотчев А.И., Бондарь А.Т. Метод двойной обратной связи от ЭЭГ ритмов пациента для коррекции функциональных расстройств, вызванных стрессом // ЖВНД. 2008. Т. 58. № 3. С. 376–381.
 18. Birbaumer N., Ghanayim N., Hinterberger T., Iversen I., Kotchoubey B., Kübler A., Perelmouter J., Taub E. & Flor H. A spelling device for the paralysed // Nature. 1999. V. 398. P. 297–298.
 19. Birbaumer N., Kubler A., Ghanayim N., Hinterberger T., Perelmouter J., Kaiser J., Iversen I., Kotchoubey B., Neumann N. & Flor H. The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients // IEEE Trans Rehabilitation Engineering. 2000. № 8. P. 190–192.
 20. Curran E.A., Stokes M.J. Learning to control brain activity: A review of the production and control of EEG components for driving brain-computer interface (BCI) systems // Brain Cognition. 2003. V. 51. P. 326–336.
 21. Dornhege G., Millán J.R., Hinterberger T., McFarland D. & Müller K.-R. (Eds.) Toward Brain-Computer Interfacing. Cambridge, MA: MIT Press, 2007. P. 43–48.
 22. Edlinger G., Harkam W., Niedermayer I., Pfurtscheller G. How many people are able to operate an EEG-based brain-computer interface (BCI)? // Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2003. V.11. I. 2. P. 145–147.
 23. Genevieve D. Les thérapies de langage // Bull. Audio Phonol: Ann Sci France. 1990. V. 6. № 1. P. 7–9.
 24. Ince N.F., Tewfik A.H. & Arica S. Extraction subject-specific motor imagery time-frequency patterns for single trial EEG classification // Computers in Biology and Medicine. 2007. V. 37. I. 4. P. 499–508.
 25. Jacobson E. Progressive Relaxation. Chicago: University of Chicago Press, 1938.
 26. Kirov V.N., Warsawskaya L.V. & Voynov V.B. EEG after prolonged mental activity // International Journal of Neuroscience. 1996. V. 85. P. 31–43.
 27. Lubar J.F., Swatwood M.O., Swatwood J.N. & Timmermann D.L. Quantitative EEG and auditory event-related potentials in the evaluation of attention-deficit/hyperactivity disorder: effects of methylphenidate and implications for neurofeedback training // Journal of Psychoeducational Assessment. ADHD Special. 1995. P. 143–160.
 28. Millán J.R., Mouritio J., Franze M., Cincotti F., Varsta M., Heikkinen J. & Babiloni F. A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks // IEEE Trans Neural Network. 2002. V. 13. P. 678–686.
 29. Model D. & Zibulevsky M. Learning subject-specific spatial and temporal filters for single-trial EEG classification // NeuroImage. 2006. V. 32. № 4.1. P. 1631–1641.
 30. Neuper C., Müller G., Kübler A., Birbaumer N. & Pfurtscheller G. Clinical application of an EEG-based brain-computer interface: A case study in a patient with severe motor impairment // Clinical Neurophysiology. 2003. V. 114. № 3. P. 399–409.
 31. Perelmouter J. & Birbaumer N. A binary spelling interface with random errors // IEEE Trans Rehabilitation Engineering. 2000. V. 8. P. 227–232.
 32. Pfurtscheller G., Neuper C., Guger C., Harkam W., Ramoser R., Schlögl A., Obermaier B. & Pregezer M. Current Trends in Graz Brain-computer Interface (BCI) // IEEE Trans Rehabilitation Engineering. 2000. V. 8. № 2. P. 216–219.
 33. Pribram K.H. The far frontal cortex as executive processor: proprieties, priorities and practical inference / Downward Processes in the Perception Representation Mechanisms. (Eds) Taddei-Ferretti Cl., Musio K. Singapore, New Jersey, London, Hong Kong: World Science, 1998. P. 546–578.
 34. Rossiter Th.R. & LaVaque Th.J. A comparison of EEG biofeedback and psychostimulants in treating atten-

- tion deficit hyperactivity disorders // *Journal of Neurotherapy*. 1995. V. 1. Is. 1. P. 48–53.
35. *Vidal J.J.* Towards direct brain–computer communication // *Annual Review Biophysics & Bioengineering*. 1973. V. 2. P. 157–180.
36. *Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G. & Vaughan T.M.* Brain–computer interfaces for communication and control // *EEG & Clinic Neurophysiology*. 2002. V. 113. № 6. P. 767–791.
37. *Yoon J.W., Roberts St.J., Dyson M. & Gan J.Q.* Adaptive classification for Brain Computer Interface systems using Sequential Monte Carlo sampling // *Neural Networks*. Corrected Proof. 2009. P. 1286–1294.

PROPERTIES OF NEURAL PROCESSES AND EFFICIENCY OF BIOLOGICAL FEEDBACK TRAINING

E. V. Aslanyan*, V. N. Kiroy, D. M. Lazurenko***, O. M. Bakhtin******

* *PhD, senior research officer, A.B. Kogan Research institute for neurocybernetics, SFedU, Rostov-on-Don;*

***Sc.D. (biology), Director of A.B. Kogan Research institute for neurocybernetics, SFedU, full member of Russian academy of informatization of education, corresponding member of IASHS and RAMTS, Rostov-on-Don;*

****Post-graduate, A.B. Kogan Research institute for neurocybernetics, SFedU, Rostov-on-Don;*
*****PhD, senior research officer, the same place.*

Correlation between properties of man's neural processes and efficiency of alpha- and beta-2 frequencies power control in electroencephalogram (EEG) in symmetric frontal and occipital regions of brain in the framework of four scenarios based on biological feedback has been studied. Efficiency of learning is found to be determined by person's individual peculiarities. Correlation between balance of neural processes and training rate has been revealed. Persons with different basic properties of neural processes use different strategies for electric activity control in their own brains.

Key words: electroencephalography, biological feedback, balance of neural processes, power spectrum.